

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-056835
(43)Date of publication of application : 02.03.1999

(51)Int.Cl. A61B 8/00

(21)Application number : 09-224552
(22)Date of filing : 21.08.1997

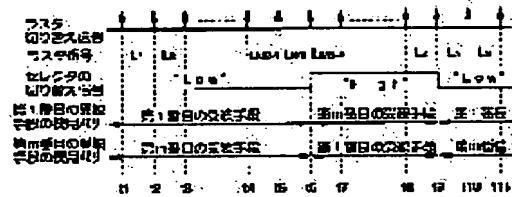
(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP
(72)Inventor : SHINOMURA RYUICHI
MIWA YUICHI
TAMANO SATOSHI
KISHIMOTO SHINJI
MURAYAMA HIROAKI

(54) ULTRASONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To reduce the number of focus data by providing a delay processing means connected to an ultrasonic vibrator arranged at a position symmetric to an arranging direction center with a delay data storage means for storing one set of delay data for focus through two delay processing means.

SOLUTION: Since the focus data of vibrators at the positions symmetric to the arrangement center of vibrators are made symmetric to the center line of display areas for scanning lines, by exchanging the focus data provided at 1st and m -th receiving means connected to 1st and m -th vibrators symmetric to the arrangement center of vibrators, even at $(k/2+1)$ th raster ($Lk/2+1$) to k -th raster (Lk) shown at time $t/6$ to $t/9$, focus data forming respective ultrasonic beams can be provided. Namely, when the amount of focus data is reduced by half, ultrasonic beams for frames shown at time t_1 to t_9 can be formed similarly to the conventional system.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 10.05.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 19.10.2004

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-56835

(43)公開日 平成11年(1999)3月2日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 61 B 8/00

A 61 B 8/00

審査請求 未請求 請求項の数7 OL (全14頁) 未 |

(21)出願番号 特願平9-224552

(71)出願人 000153498

(22)出願日 平成9年(1997)8月21日

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 篠村 ▲隆▼一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 三和 勉一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 玉野 聰

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(74)代理人 弁理士 秋田 収喜

最終頁に続く

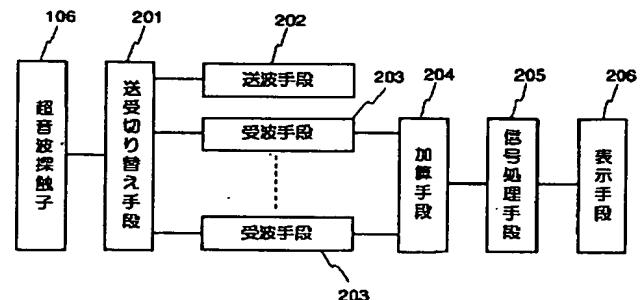
(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 フォーカスデータ数を減少することが可能な技術を提供すること。

【解決手段】 超音波を送受する複数個の超音波振動子からなる超音波送受手段と、フォーカス用の遅延データに基づいて送受波信号の遅延処理を行う遅延処理手段と、該遅延処理後の送波信号から送信ビームを形成する送信ビーム形成手段と、前記遅延処理後の受波信号から受信ビームを形成する受信ビーム形成手段とを有する超音波診断装置において、配列方向の中心に対して対称となる位置に配置される超音波振動子に接続される前記遅延処理手段は、2つの遅延処理手段で一組の前記フォーカス用の遅延データを格納する遅延データ格納手段を具備する。

図2



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波を送受する複数個の超音波振動子からなる超音波送受手段と、フォーカス用の遅延データに基づいて送受波信号の遅延処理を行う遅延処理手段と、該遅延処理手段により送信ビームを形成する送信ビーム形成手段と、前記遅延処理後の受波信号から受信ビームを形成する受信ビーム形成手段とを有する超音波診断装置において、

配列方向の中心に対して対称となる位置に配置される超音波振動子に接続される前記遅延処理手段は、2つの遅延処理手段で一組の前記フォーカス用の遅延データを格納する遅延データ格納手段を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1に記載の超音波診断装置において、対称となる超音波振動子に接続される一对の遅延処理手段の内の一方の側は、一組のフォーカス用の遅延データの内で1フレーム分の中心となるビームまでのフレームを形成するフォーカス用の遅延データを格納し、他方の側の遅延処理手段は、一組のフォーカス用の遅延データの内で1フレーム分の中心となるビームからのフレームを形成するフォーカス用の遅延データを格納し、対となる各遅延処理手段が中心となるビームに対応する遅延処理を終了したならば、それぞれ遅延処理手段は対となる遅延処理手段が有するフォーカス用の遅延データを対となる遅延処理手段と交換して後のビームに対する遅延処理を行う手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 超音波を送受する複数個の超音波振動子からなる超音波送受手段と、フォーカス用の遅延データを格納する遅延データ格納手段と、該遅延データに基づいて送受波信号の遅延処理を行う遅延処理手段と、該遅延処理手段により送信ビームを形成する送信ビーム形成手段と、前記遅延処理後の受波信号から受信ビームを形成する受信ビーム形成手段とを有し、前記超音波振動子の内の所定数の超音波振動子を順次走査しながら超音波を送受する超音波診断装置において、

前記遅延処理手段は、ビームの走査ごとに隣接する超音波振動子に接続する遅延処理手段にフォーカス用の遅延データを順次シフトする遅延データシフト手段を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項1ないし3の内のいずれか1項に記載の超音波診断装置において、

前記超音波送受手段により受波した受波信号をデジタルの受波信号に変換するA/D変換手段と、該デジタルの受波信号を格納する受波信号格納手段とを具備し、前記遅延処理手段は、前記遅延データ格納手段に格納される遅延データに基づいて前記受波信号格納手段からの受波信号読み出しアドレスを変化させることによって、所望の受波フォーカスを行うことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項5】 請求項4に記載の超音波診断装置において、

前記遅延処理手段は、遅延処理された受波信号に前記A/D変換手段のサンプリング時間以下の微小遅延を与える補間手段を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1ないし5の内のいずれか1項に記載の超音波診断装置において、

前記遅延処理手段は、前記遅延データ格納手段に格納される受波信号のフォーカス用の遅延データに基づいて、受波信号の遅延処理を行う手段からなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項1ないし5の内のいずれか1項に記載の超音波診断装置において、

前記遅延処理手段は、前記遅延データ格納手段に格納される送波信号のフォーカス用の遅延データに基づいて、送波信号の遅延処理を行う手段からなることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、超音波診断装置に関し、特に、複数個の超音波振動子で受波した受波信号を所定のフォーカス位置でフォーカスするためのフォーカスデータメモリに適用して有効な技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 従来の超音波診断装置は、被検体に超音波を送受波する短冊状の超音波振動子（以下、「振動子」と略記する）がm個配列された超音波探触子と、送波と受波との切り替えを行うアナログ送受切り替え回路と、各振動子を駆動する送波回路と、各振動子で受波した受波信号を処理して、各振動子間のフォーカス点（受波フォーカス点）までの到達時間を補正するためのm個の受波手段と、補正後の受波信号を加算して一つの信号に合成する加算手段と、フィルタリング、圧縮、エッジ強調、時間可変増幅およびスキャン変換等の種々の信号処理を行う信号処理手段と、処理後の信号を画像情報として表示する表示手段とから構成されていた。ただし、m個の受波手段は、それぞれ1個に対して振動子が1個接続されていた。

【0003】 計測時には、送波回路に駆動された振動子が、各振動子ごとに設定された遅延時間で決定される送波フォーカス点の位置および送波方向（ビーム方向）に超音波を送波していた。被検体の生体内で反射された超音波は各振動子で受波された後、アナログ送受切り替え回路により、それぞれの振動子に接続される受波手段に導かれる。受波手段では、まず、各振動子が受波した受波信号をADC（アナログ-デジタル変換器、A/D変換器）がデジタルの受波信号（以下、「受波情報」と記す）に変換する。次に、各受波手段では、この受波情報

に受波フォーカス点までの到達時間の差に相当する遅延時間を与えた後、この受波情報を加算手段に出力していた。加算手段では、前述するように、各受波手段から入力された受波情報を加算すなわち整相加算した後、この加算情報を信号処理手段に出力していた。この信号処理手段では、加算手段から入力された加算情報を種々の画像処理を行った後、表示手段に出力していた。以上に説明した処理を超音波ビームの方向を順次ずらしながら行うことによって、被検体の断層像を表示手段に表示していた。

【0004】このとき、各受波手段は、たとえば、図11に示すように、入力された受波信号をデジタル信号に変換するADC1101と、A/D変換後の受波信号（以下、「受波情報」と記す）を格納する遅延メモリ1102と、該遅延メモリ1102の読み出しを制御するメモリ制御手段1103と、遅延メモリ1102から読み出した受波情報に対して微小遅延を行う補間手段1104と、微小遅延の演算に使用する係数を補間手段1104に与える補間制御手段1105と、メモリ制御手段1103および補間制御手段1105のフォーカスデータを格納するフォーカスデータメモリ1106とから構成されていた。ただし、この受波手段は、比較的低速のADC1101でデジタル化した受波信号を、補間手段1104で補間処理することによって高精度な整相を実現する。

【0005】ADC1101で量子化することによって受波情報に変換された受波信号は、まず、遅延メモリ1102に格納される。このときの書き込みアドレスは、順次インクリメントされていた。次に、読み出し時においては受波情報に所定量の遅延を与えるために、メモリ制御手段1103はフォーカスデータメモリ1106によって指定されたアドレスを先頭の読み出しアドレスとして、遅延メモリ1102に読み出しアドレスを順次出力することによって、所定量の遅延を持った受波情報を遅延メモリ1102から出力していた。一方、補間制御手段1105においては、フォーカスデータメモリ1106から出力された補間係数メモリのアドレスに基づいて、補間用の各種係数を図示しないメモリから読み出して補間手段1104に出力していた。このときの動作の様子を示したのが図13であり、時刻t1～t9において、1フレームを形成していた。

【0006】以上説明したように、従来のデジタル方式の受波手段では、各受波手段ごとに設けたフォーカスデータメモリ1106に遅延メモリ1102および補間制御手段1105のアドレスをフォーカスデータとして格納しておき、読み出し時における受波フォーカス位置によってフォーカスデータメモリ1106が読み出しアドレスを指定することによって、所定量の遅延時間を受波情報を与えていた。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。従来の超音波診断装置では、遅延メモリ1102に与える読み出し開始アドレスおよび補間制御手段1105に与える読み出しアドレスは、予め、フォーカスデータメモリ1106に格納しておき、超音波を走査するラスター毎に当該フォーカスデータメモリ1106からメモリ制御手段1103および補間制御手段1105にアドレスを出力していた。このため、たとえば、1つのラスターで512段のフォーカスデータを有し、512本のラスターで1画面（1フレーム）を形成し、1ビームを形成する受波整相チャンネル数が512チャンネルの場合には、フォーカスデータは512段フォーカス×512ラスター=262kワードとなり、フォーカスデータメモリ1106としては256kワード必要であった。したがって、フォーカスデータが1段当たり8bitの場合であっても、2Mbitのメモリが必要であった。このため、超音波診断装置全体では、2Mbitのメモリが512チャンネル分必要であった。

【0008】このように、従来の超音波診断装置では、受波信号に所定の遅延時間を与えるためのフォーカスデータとして、フォーカス段数とラスター数との積だけ必要であり、フォーカスデータメモリ1106の容量が大きくなってしまうという問題があった。また、フォーカスデータメモリ1106として容量の大きなメモリが必要となるので、装置を小型化できないという問題があつた。

【0009】本発明の目的は、フォーカスデータ数を減少することが可能な技術を提供することにある。

【0010】本発明の他の目的は、超音波診断装置をさらに小型化することが可能な技術を提供することにある。

【0011】本発明のその他の目的は、超音波診断装置の製造コストを低減することが可能な技術を提供することにある。

【0012】本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

【0013】

【課題を解決するための手段】本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

【0014】（1）超音波を送受する複数個の超音波振動子からなる超音波送受手段と、フォーカス用の遅延データに基づいて送受波信号の遅延処理を行う遅延処理手段と、該遅延処理手段により送信ビームを形成する送信ビーム形成手段と、前記遅延処理後の受波信号から受信ビームを形成する受信ビーム形成手段とを有することを特徴とする超音波診断装置において、配列方向の中心に對して対称となる位置に配置される超音波振動子に接続

される前記遅延処理手段は、2つの遅延処理手段で一組の前記フォーカス用の遅延データを格納する遅延データ格納手段を具備する。

【0015】(2) 前述した(1)に記載の超音波診断装置において、対称となる超音波振動子に接続される一対の遅延処理手段の内の一方の側は、一組のフォーカス用の遅延データの内で1フレーム分の中心となるビームまでのフレームを形成するフォーカス等の遅延データを格納し、他方の側の遅延処理手段は、一組のフォーカス用の遅延データの内で1フレーム分の中心となるビームからのフレームを形成するフォーカス用の遅延データを格納し、対となる各遅延処理手段が中心となるビームに対応する遅延処理を終了したならば、それぞれ遅延処理手段は対となる遅延処理手段が有するフォーカス用の遅延データを対となる遅延処理手段と交換して後のビームに対する遅延処理を行う手段である。

【0016】(3) 超音波を送受する複数個の超音波振動子からなる超音波送受手段と、フォーカス用の遅延データを格納する遅延データ格納手段と、該遅延データに基づいて送受波信号の遅延処理を行う遅延処理手段と、該遅延処理手段により送信ビームを形成する送信ビーム形成手段と、前記遅延処理後の受波信号から受信ビームを形成する受信ビーム形成手段とを有し、前記超音波振動子の内の所定数の超音波振動子を順次走査しながら超音波を送受する超音波診断装置において、前記遅延処理手段は、ビームの走査ごとに隣接する超音波振動子に接続する遅延処理手段にフォーカス用の遅延データを順次シフトする遅延データシフト手段を具備する。

【0017】(4) 前述した(1)ないし(3)の内のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記超音波送受手段による受信した受波信号をデジタルの受波信号に変換するA/D変換手段と、該デジタルの受波信号を格納する受波信号格納手段とを具備し、前記遅延処理手段は、前記遅延データ格納手段に格納される遅延データに基づいて前記受波信号格納手段からの受波信号読み出しアドレスを変化させることによって、所望の受波フォーカスを行う。

【0018】(5) 前述した(4)に記載の超音波診断装置において、前記遅延処理手段は、遅延処理された受波信号に前記A/D変換手段のサンプリング時間以下の微小遅延を与える補間手段を具備する。

【0019】(6) 前述した(1)ないし(5)の内のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記遅延処理手段は、前記遅延データ格納手段に格納される受波信号のフォーカス用の遅延データに基づいて、受波信号の遅延処理を行う手段からなる。

【0020】(7) 前述した(1)ないし(5)の内のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記遅延処理手段は、前記遅延データ格納手段に格納される送波信号のフォーカス用の遅延データに基づいて、送波信号の

遅延処理を行う手段からなる。

【0021】前述した(1)、(2)および(4)～(7)の手段によれば、超音波振動子の内で配列中心に對して対称となる各一対の超音波振動子に接続される遅延処理手段のどちらか一方の側もしくは対となる遅延処理手段に所定の配分で1組分のフォーカス用の遅延データを格納し、この1組分の遅延データに基づいて一対の遅延処理手段が遅延処理をすることによって、各遅延処理手段が持つフォーカス用の遅延データ数を減少できる、すなわち遅延データを格納するための容量を半減することができる。また、遅延データ格納手段の格納容量すなわち遅延データ格納手段を小さくすることができるるので、超音波診断装置をさらに小型化することができる。さらには、遅延データ格納手段の容量および面積を小さくすることができるので、超音波診断装置の製造コストを低減することができる。なお、各一対の超音波振動子に接続される遅延処理手段のどちらか一方の側もしくは対となる遅延処理手段に所定の配分で1組分のフォーカス用の遅延データを格納し、この1組分の遅延データに基づいて一対の遅延処理手段が遅延処理を行うことができる理由については、後述する原理の項を参照されたい。

【0022】前述した(3)～(7)の手段によれば、超音波振動子の内の所定数の超音波振動子を順次走査しながら超音波を送受するリニア走査型もしくはコンベックス走査型の超音波診断装置において、各遅延処理手段にそれぞれ1組分のフォーカス用の遅延データを格納させる必要がないので、遅延データ格納手段の数を減少させることができる。したがって、超音波診断装置をさらに小型化することができる。また、遅延データ格納手段の容量および面積を小さくすることができるので、超音波診断装置の製造コストを低減することができる。なお、遅延データシフト手段がフォーカス用の遅延データを順次シフトすることによって遅延処理が可能となる原理については、後述する原理の項を参照されたい。

【0023】(原理) 図1に本発明の原理となるセクタ走査型の超音波診断装置におけるフォーカスデータの対称性を説明するための図を示し、以下、図1に基づいて、本発明の原理を説明する。ただし、本説明においては、まず、セクタ走査型の超音波診断装置の場合について説明し、次に、リニア走査型およびコンベックス走査型の超音波診断装置について説明する。

【0024】図1に示すように、超音波探触子106は、たとえば、m(ただし、mは2以上の自然数)個の超音波振動子101から構成される。また、セクタ走査時の走査線すなわちラスターの数はk本であり、この図1に示すように、第1番目のラスター102と第k番目のラスター105とで描かれる扇形の範囲が断層像の表示範囲となる。ただし、以下の説明においては、超音波振動子の個数およびラスターの本数は偶数の場合について説明す

る。

【0025】たとえば、第1番目の超音波振動子101と第m番目の超音波振動子101とにおける第1番目のラスタ102上のb点に対するフォーカス遅延は、第m番目の超音波振動子101とb点との距離（線分bdの長さ）と、第1番目の超音波振動子101とb点との距離（線分abの長さ）との差を補正する遅延時間となる。一方、一点鎖線で示す走査面の対称線に対して、第1番目のラスタ102上の点bと対称となる位置の第k番目のラスタ105上のe点のフォーカス遅延は、第1番目の超音波振動子101とe点との距離（線分aeの長さ）と、第m番目の超音波振動子101とe点との距離（線分deの長さ）との差を補正する遅延時間となる。ここで、第1番目のラスタ102と第m番目のラスタ105とは対称線に対して線対称となるので、線分abと線分deおよび線分aeと線分bdはそれぞれ対称となる。したがって、第1番目の超音波振動子101と第m番目の超音波振動子101においては、第1番目のラスタ102上のb点のビームを形成する場合のフォーカス遅延と第k番目のラスタ102上のe点のビームを形成する場合のフォーカス遅延とは対称となる。すなわち、超音波探触子106の配列中心に対して対称となる位置の超音波振動子101に与えるフォーカス遅延は対称となるので、走査面の対象線に対して線対象の位置にある超音波振動子101のフォーカスデータは対称となる。

【0026】次に、図7に従来のリニア走査型もしくはコンベックス走査型の超音波診断装置におけるフォーカスデータを説明するための図を示し、以下、図7に基づいて、本発明の原理を説明する。

【0027】リニア走査型もしくはコンベックス走査型の超音波診断装置のように、全振動子の内で一部の振動子（以下、「口径を形成する」と記す）で送受波した超音波から被検体の断層像を形成する超音波診断装置すなわち口径を選択し移動させて断層像を形成する超音波診断装置では、1本のビームを形成するために口径内の各振動子に与えるフォーカスデータは、当該振動子101が口径内のどの位置にあるかによって決定される。したがって、フォーカスデータは口径内の振動子数とフォーカス段数との積の数だけよい。

【0028】図7に示すように、第1番目のラスタが第1番目の受波手段に、第2番目のラスタが第2番目の受波手段にというように、計測の開始時のような場合においては、第1番目のラスタでは、第1番目の受波手段のフォーカスデータは、 $F_{1,1}$ （ただし、 $F_{i,j}$: $i = \text{ラスタ番号}, j = \text{フォーカス段数}$ ） $= G_1, 1$ となり、第2番目の受波手段のフォーカスデータは $F_{1,1}$ （メモアドレス1） $= G_2, 1$ となる。

【0029】一方、第2番目のラスタでは、第1番目の受波手段のフォーカスデータは $F_{2,1} = G_{1,0}, 1$ と

10

20

30

40

50

なり、第2番目の受波手段のフォーカスデータは $F_{2,1} = G_1, 1$ となり、第2番目の受波手段のフォーカスデータ $F_{2,1}$ と第1番目の受波手段のフォーカスデータ $F_{1,1}$ とが等しくなる。すなわち、第i番目の受波手段のフォーカスデータは、ラスタが1進んだ時に、次の受波手段（第*i*+1番目）のフォーカスデータと等しいことがわかる。

【0030】

【発明の実施の形態】以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0031】（実施の形態1）図2は実施の形態1の超音波診断装置であるセクタ走査型の超音波診断装置の概略構成を説明するためのブロック図であり、201は送受切り替え手段、202は送波手段、203は受波手段（遅延処理手段）、204は加算手段（受信ビーム形成手段）、205は信号処理手段、206は表示手段、106は超音波探触子（超音波送受手段）を示す。

【0032】図2において、超音波探触子106は、たとえば、周知の超音波振動子（以下、「振動子」と略記する）がm（ただし、mは2以上の自然数）個配列された周知の超音波探触子であり、送受切り替え手段201に接続される。この超音波振動子は送受切り替え手段201を介して供給される駆動信号に対応する超音波を発生し、図示しない被検体に送波する。また、被検体の内部すなわち生体内で反射されてくる超音波を電気信号に変換して、送受手段を介して受波手段203に出力する。

【0033】送受切り替え手段201は周知の切り替え手段であり、図示しない制御手段の制御出力に基づいて、送波手段202から出力される駆動信号を超音波探触子106の各振動子に伝達する系と、各振動子から出力されるアナログの受波信号を受波手段に伝達する系とを切り替える。

【0034】送波手段202は、図示しない制御手段の出力に基づいて、送波フォーカス点までの各振動子間から送波される超音波の到達時間差を補正する遅延時間差で、超音波探触子106の各振動子を駆動する駆動信号を発生し出力する周知の送波手段である。

【0035】受波手段203は、各振動子に1個づつ接続されており、各振動子が受波したアナログの受波信号をデジタルの受波信号（以下、「受波信号データ」と記す）すなわちデジタルデータに変換した後、各振動子が受波した受波信号に対する各振動子間の受波フォーカス点までの到達時間差を補正するための遅延処理を行い、次に、低速のADCによるデジタル変換に伴う欠落時間の補間処理を行う手段であり、詳細については後述する。

【0036】加算手段204は、図示しない制御手段の制御出力に基づいて、m個の各受波手段203から出力される補間処理後の受波信号データを加算する周知の加算手段であり、本実施の形態1においては、図示しない情報処理装置上で動作するプログラムによって実現する。すなわち、加算手段204は、受波手段203から出力される補間処理および位相揃え後の受波信号データの整相加算を行い、受波信号データから受波超音波ビームを作成する。

【0037】信号処理手段205は、フィルタリング、圧縮、エッジ強調、時間可変増幅およびスキャン変換等の周知の画像処理を行った後、該補正処理後の受波信号データを表示手段に出力するためのビデオ信号に変換する手段である。本実施の形態1においては、信号処理手段205は前述する画像補正処理は図示しない情報処理装置上で動作するプログラムによって実現し、画像補正処理後の受波信号データのビデオ信号への変換は周知のビデオ信号変換手段によって実現する。

【0038】表示手段206は周知の表示手段であり、たとえば、CRT (Cathode Ray Tube) を用いたいわゆるカラーCRTディスプレイ装置を用いる。

【0039】次に、図2に基づいて、本実施の形態1の超音波診断装置の動作を説明すると、まず、送波手段202は、各振動子を送波フォーカス点までの各振動子間の到達時間差を補正する遅延時間差で、超音波探触子106の各振動子を駆動し、図示しない被検体に超音波を送波する。また、このとき送波手段202は、超音波ビームの方向も制御する。

【0040】被検体からの反射信号は、超音波探触子106の各振動子で受波され、送受切り替え手段201を介して受波手段203に導かれる。

【0041】受波手段203では、まず、入力されたアナログ信号である受波信号を図示しないADCによってデジタル信号すなわち受波信号データに変換する。次に、受波手段203はこの受波信号データを各振動子のフォーカス点までの到達時間差を遅延により補正し、ADCのサンプリング間隔以下の微小遅延を補間処理によって行った後、加算手段204に出力される。

【0042】加算手段5に入力された受波信号データは、加算手段204でいわゆる整相加算された後、次の信号処理手段205でフィルタリング、圧縮、エッジ強調、時間可変増幅およびスキャン変換等の画像補正処理が行われ、その後ビデオ信号に変換され表示手段206に表示される。

【0043】このとき、表示手段206には、加算手段204によって整相加算された超音波ビームが、たとえば、その方向を順次ずらしながら走査されることによって、被検体の断層像が表示される。

【0044】次に、図3に本実施の形態1の受波手段の

概略構成を説明するためのブロック図を示し、以下、図3に基づいて、本実施の形態1の受波手段203の構成および動作を説明する。ただし、図3に示す受波手段は、それぞれ対をなす受波手段の内の一对であり、特に、第1番目の受波手段と当該受波手段と対をなす第m番目の受波手段を示す。

【0045】図3において、ADC (A/D変換手段) 301は送受切り替え手段201を介して入力されるアナログの受波信号をデジタルデータである受波信号データに変換する周知のA/D変換器であり、変換した受波信号データを遅延メモリ302に出力する。

【0046】遅延メモリ (受波信号格納手段) 302は、たとえば周知の半導体メモリを用いた周知の格納手段であり、ADC 301で変換した受波信号データを一旦格納する。

【0047】メモリ制御手段303は、セレクタ307を介して入力されるアドレスを読み出し開始アドレスとして、遅延メモリ302に格納した受波信号データの読み出し開始位置を変化させることによって読み出した受波信号データに所定量の遅延すなわち受波フォーカス点までの到達時間差を与える手段であり、読み出した受波信号データを補間手段304に出力する。

【0048】補間手段304は、ADC 301のサンプリング間隔以下の微小遅延を入力された受波信号データに与えるための周知の補間手段である。

【0049】補間制御手段305は、セレクタ307を介して入力されるアドレスに基づいて、補間処理に必要となる種々の係数を選択して補間手段304に出力する周知の補間手段である。

【0050】フォーカスデータメモリ (遅延データ格納手段) 306は、メモリ制御手段303および補間制御手段305のフォーカスデータ (フォーカス用遅延データ) すなわちラスタおよび段数によって異なる受波フォーカス点までの受波信号の到達時間差に相当するアドレス値を格納する手段である。また、本実施の形態1においては、第1番目の受波手段203のフォーカスデータメモリ306は、図3に示す第1番目のラスタ102から第k/2番目のラスタ103までのフォーカスデータを格納している。一方、第m番目の受波手段203のフォーカスデータメモリ306は、第k/2+1番目のラスタ104から第k番目のラスタ105までのフォーカスデータを格納している。図4は、このフォーカスデータメモリ306に格納されるフォーカスデータメモリマップであり、この図から明らかなように、図12に示す従来のフォーカスデータの半分のデータ量となる。したがって、フォーカスデータメモリ306の容量を低減することが可能となる。ただし、図4中のnはフォーカスの段数を示す。

【0051】セレクタ307は、2入力1出力の周知のセレクタであり、本実施の形態1においては、一方の入

力が当該セレクタ307を有する受波手段203のフォーカスデータメモリ306に、他方の入力が当該セレクタ307を有する受波手段203が接続される振動子101と対称の位置の振動子101が接続される受波手段203のフォーカスデータメモリ306に接続されている。また、セレクタ307の出力は、メモリ制御手段303および補間制御手段305にそれぞれ接続されている。さらには、セレクタ307の入力切り替えは、図示しない制御手段の切り替え制御信号が“L o w”的場合にはa入力が選択され、“H i g h”的場合にはb入力が選択される。

【0052】次に、図5に本実施の形態1の受波手段の動作を説明するための図を示し、以下、図1および図5に基づいて、図3に示す一対の受波手段の動作を説明する。

【0053】時刻t1において、ラスタ切り替え信号が入力されて第1番目のラスタ(L1)の超音波ビームの形成が指示されると、第1番目の第m番目の受波手段203のフォーカスデータメモリ306からはそれぞれ第1番目のラスタの超音波ビームを形成するためのフォーカスデータがそれぞれ出力される。このときの切り替え制御信号は、L o wであることからセレクタ307はa入力を選択するので、各フォーカスデータメモリ306から読み出されたフォーカスデータは、それが属する受波手段203のメモリ制御手段303および補間制御手段305に出力される。時刻t2～t6に示す第2番目のラスタ(L2)～第k/2番目のラスタ(Lk/2)においても、同様となる。

【0054】一方、時刻t6においては、切り替え制御信号はH i g hとなるので、セレクタ307はb入力を選択する。したがって、k/2+1のラスタ形成のために、第1番目の第m番目の受波手段203のフォーカスデータメモリ306からはそれぞれ第k/2番目のラスタの超音波ビームを形成するためのフォーカスデータがそれぞれ出力されるが、これらのフォーカスデータは、それが対をなす他方の受波手段203のメモリ制御手段303および補間制御手段305に出力される。すなわち、第1番目の受波手段203のメモリ制御手段303および補間制御手段305には、第m番目の受波手段203のフォーカスデータメモリ306から読み出されたフォーカスデータが入力される。一方、第m番目の受波手段203のメモリ制御手段303および補間制御手段305には、第1番目の受波手段203のフォーカスデータメモリ306から読み出されたフォーカスデータが入力される。

【0055】ここで、前述する原理の項に示すように、振動子101の配列中心に対して対称となる位置の振動子のフォーカスデータは、走査線の表示領域の中心線に対して対称となるので、図5に示すように、振動子101の配列中心に対して対称をなす第1および第mの振動

10

20

30

40

40

50

子に接続される第1および第mの受波手段203が有するフォーカスデータを入れ替えることによって、時刻t6～t9に示す第k/2+1番目のラスタ(Lk/2+1)～第k番目のラスタ(Lk)においても、それぞれの超音波ビームを形成するためのフォーカスデータを得ることができる。

【0056】すなわち、フォーカスデータ量を従来の半分とした場合であって、従来と同じように、時刻t1～t9で示す1フレーム分の超音波ビームの形成を行うことができる。

【0057】以上説明したように、本実施の形態の超音波診断装置では、振動子101の数がm個の超音波探触子106、ラスタ数がk個とした場合において、振動子101を配列方向のどちらか一方から第1～第m番とした場合、配列方向の中心に対して対称となる一対の第s番目の振動子と第m-s番目の振動子（ただし、sはm/2以下の自然数である）とに接続する受波手段に、1フレーム分の走査面の対象線で分割した第1番目のラスタから第k/2番目のラスタの超音波ビームを形成するためのフォーカスデータと、第k/2+1番目のラスタから第k番目のラスタの超音波ビームを形成するためのフォーカスデータとのどちらか一方ずつのフォーカスデータをフォーカスデータメモリに格納しておくと共に、それぞれ対となる各フォーカスデータメモリとメモリ制御手段および補間制御手段との間に切り替えスイッチであるセレクタを設けておき、超音波ビームの形成時においては、走査面の一方の側からその中心に至るまでの超音波ビームを形成する時と、中心から走査面の他方の側に至るまでの超音波ビームを形成する時とで、各受波手段が格納するフォーカスデータを使用するか、対になっている受波手段が格納するフォーカスデータを使用するかを切り替えることによって、前述する原理の項に示すように、超音波ビームの形成を行うことができるので、フォーカスデータメモリの容量を半分に減少することができる。したがって、受波手段を構成する回路の面積を減少させることができる。

【0058】また、使用するフォーカスデータメモリの容量を減少できるので、超音波診断装置を安価に製造することができる。

【0059】なお、本実施の形態1の超音波診断装置においては、フォーカスデータを対になる受波手段のフォーカスデータメモリにそれぞれ半分づつ格納することとしたが、これに限定されることはなく、たとえば、対になる受波手段のどちらか一方に設けたフォーカスデータメモリに格納しておき、超音波ビームの形成時に該当するフォーカスデータを他方の受波手段に供給する構成としてもよいことはいうまでもない。

【0060】また、フォーカスデータの格納の仕方にもよるが、対称になって切り替わることから、フォーカスデータのアドレスは、k/2の次にk/2+1ではな

く、kから減算される。

【0061】(実施の形態2) 図6は本発明の実施の形態2の超音波診断装置であるリニア型の超音波診断装置の受波手段の概略構成を説明するためのブロック図であり、601はラッチ(遅延データシフト手段)、602はリニア用メモリを示す。ただし、本実施の形態2の超音波診断装置では、m個の振動子101の内で一部にあたるp個の振動子101(以下、「口径を形成する」と記す)で送受波した超音波から被検体の断層像を形成するというものであるから装置の基本的な構成においては、送波手段および受波手段の数が異なるのみで図1に示すセクタ型の超音波診断装置と同様の構成および動作となるので、装置の構成についての説明は省略する。

【0062】図6において、ラッチ601はフォーカスデータと同じビット数の周知のラッチであり、図示しない制御手段から出力されるラスタ切り替え信号によって、入力端子に接続されるセレクタ307から出力されるフォーカスデータをラッチして出力する。また、ラッチ601の出力は、メモリ制御手段303および補間制御手段305と共に、次の受波手段(図6では第2番目の受波手段)のセレクタ307のb入力に接続される。ただし、第m番目の受波手段のラッチ601の出力については、当該受波手段のメモリ制御手段303および補間制御手段305と共に、第1番目の受波手段のセレクタ307のb入力に接続される。

【0063】リニア用メモリ602は、口径を形成する振動子分の基本のフォーカスデータを格納する周知のメモリであり、その出力はセレクタ307のa入力に接続される。

【0064】このセレクタ307の動作は、図示しない制御手段の切り替え出力によって切り替えられ、その切り替えタイミングはラッチ601にフォーカスデータをラッチさせた後である。

【0065】次に、図6に基づいて、本実施の形態2のリニア走査型の超音波診断装置における受波手段の動作を説明する。

【0066】まず、図示しない制御手段がセレクタ307の入力選択をa入力とし、次に、この制御手段からのリニア用メモリへの出力指示によって、リニア用メモリ602から各受波手段のセレクタ307を介してラッチ601の入力にフォーカスデータが出力される。このときのフォーカスデータは、第1番目の受波手段には口径1番のデータが、第2番目の受波手段には口径2番のデータがというように順番に出力される。ここで、図示しない制御手段からラッチ信号が出力されると、各ラッチ601はリニア用メモリから出力されるフォーカスデータをラッチする。ここで、ラッチが完了すると図示しない制御手段は、セレクタ307の入力選択をb入力とする。したがって、それぞれのラッチ601の入力端子には、それぞれ1つ前の受波手段のラッチ601から出力

10

20

50

されているフォーカスデータが入力されている。したがって、1番目のラスタのビームの形成が終了したならば、図示しない制御手段からラスタの切り替え信号と共にラッチ信号が outputされて、各ラッチにラッチされているフォーカスデータが、次の受波手段のラッチ601にラッチされる。すなわち、第1番目の受波手段のラッチ601には口径を形成する最後の受波手段が使用した口径位置がp番目のフォーカスデータがラッチされ、第2番目の受波手段のラッチ601には第1番目の受波手段がラスタ1で使用した口径位置が1番目のフォーカスデータがラッチされる。他の受波手段のラッチについても同様となる。

【0067】以上に示すラッチ601によるフォーカスデータのシフトすなわち巡回をラスタの切り替え毎に行うことによって、1フレーム分のビームの形成時において各受波手段が必要とするフォーカスデータをそれぞれの受波手段に入力することができるので、リニア用メモリ602が格納していなければならないフォーカスデータを一種類とすることができるので、フォーカスデータを格納するリニア用メモリ602のメモリ容量を大きく減少させることができる。したがって、受波手段を構成する回路の面積を減少させることができる。

【0068】また、使用するリニア用メモリ602の容量を減少できるので、超音波診断装置を安価に製造することができる。

【0069】また、本実施の形態2においては、リニア用メモリ602に格納するフォーカスデータの種類を1種類としたが、複数個の受波手段をまとめることによって、受波手段をグループ分けし、各グループ内でフォーカスデータの巡回を行う構成としてもよいことはいうまでもない。たとえば、受波手段を搭載する回路基板ごとにグループを構成して、その基板内でフォーカスデータを巡回させることによって、基板間を接続するための配線数を減少させることができる。したがって、超音波製造装置をさらに安価に製造することができる。また、接続不良等の原因となる配線数を減少させることができるので、超音波診断装置の信頼性を向上することができる。

【0070】さらには、複数個の受波手段をLSI (large scale integrated circuit)で集積化し、そのなかでフォーカスデータを巡回させても前述する場合と同じ効果を得ることができる。

【0071】なお、本実施の形態1、2においては、受波手段203における高精度の整相の実現方法としては、低速のADC301で変換した受波信号データを補間手段304で補間処理することによって実現していたが、これに限定されることはなく、たとえば、波面同期サンプル(凹面サンプル)と呼ばれる方式を用いてよいことはいうまでもない。この場合には、たとえば、図

8 (a) に示すように、サンプリング用の周知の多層クロックを発生するサンプリングクロック発生手段 801 を有している。

【0072】この受波手段では、微小遅延を補間処理ではなく、公知技術であるサンプリングクロックを多層有して、基準となる受波手段のADCのサンプリングクロックから所定の微小時間ずれたクロックを選択し、このクロックで受波信号をサンプリングすることによって、基準となる超音波振動子との遅延時間をサンプリング時間間隔より小さな微小遅延を実現し、そのサンプリングされた受波信号を遅延メモリ 302 に記憶し、遅延を受波信号の遅延をサンプリング間隔で行う。また、ADC 301 のサンプリングクロックは、サンプリングクロック発生手段 801 により与えられる。

【0073】次に、図8 (b) に基づいて、図8 (a) に示す受波手段の動作を説明すると、この図に示すように、サンプリングクロックの周期は T であり、 ΔT 時間単位でずらしたサンプリングクロックを複数もつ。なお、ここでは、サンプリングクロックは4層とする。

【0074】各受波手段 203 のADC 301 は、その 4 層のサンプリングクロックのどれかを選択する。この 4 層のサンプリングクロックを選択するためには、2 bit の制御信号が必要となる。このサンプリングクロックの選択データが、受波フォーカスデータの一つである。さらには、サンプリング間隔での遅延が、前述の場合と同じであり、メモリ制御手段 303 により遅延メモリ 302 に与えられる。

【0075】サンプリングクロック発生手段 801 は、4 層のサンプリングクロックを選択する選択データの一つであるフォーカスデータに、前述した実施の形態 1 と同様にフォーカスデータを与えることによって、波面同期サンプルと呼ばれる方式にも本発明を適用することが可能となると共に、前述する効果がある。

【0076】以上の実施の形態では、受波手段 203 におけるADC 301 のサンプリングクロックと、後段の受波処理のクロックは同じものとしてその動作の説明をしたが、たとえば、図9に示すように、ADC 301 の後に、複素ミキシング手段 901 を設け、この出力により複素信号とし、低周波（あるいはゼロ周波数）に移動することによって、オーバーサンプリングを実現し、低周波に移動してフィルタ 902 でその成分を抽出した後、デシメートルして信号数を減らし、その後の遅延メモリ 302 および補間手段 304 のクロックを遅くするいわゆる周波数移動を行う場合にもフォーカスデータの与え方は前述した実施の形態と同様となるので、前述の実施の形態と同様の方法によって本発明を適用することができ、この場合においても前述する効果がある。このとき、クロックはそのままでもよいことはいうまでもない。また、ゼロ周波数に移動した受信信号を遅延メモリ 302 に移動し、前述と同様に、読み出しでサンプリン

グ間隔の遅延をし、その複素信号を補間手段 304 で処理する。この処理は位相を回転する処理となり、この場合においても本発明を適用できる。

【0077】また、図10に示すように、同時サンプリングの後に、遅延メモリ 302 に受波信号データを格納し、該格納した受波信号データをサンプル遅延で読み出して、補間制御手段 1002 から与えたフィルタ係数に基づいて補間手段 1001 で補間する場合においても、フォーカスデータの与え方は前述した実施の形態と同様となるので、本発明を適用できることはいうまでもない。

【0078】さらには、本実施の形態においては、受波手段に本発明を適用した場合について説明したが、本発明はフォーカスデータの与え方が受波手段と同様な送波手段にも適用でき、この場合においても、受波手段に適用した場合と同様の効果を得ることができる。この場合の送波手段の概略構成を説明するための図14および図15に示し、以下、図14および図15に基づいて、本発明を送波手段に適用した場合について説明する。ただし、図14はセクタ型の超音波診断装置に適用した場合であり、図15はリニア型あるいはコンベックス型の超音波診断装置に適用した場合の送波手段の概略構成を示す。

【0079】送波手段は送波データに基づいて、送波パルスもしくは波形を発生させるものであり、基本的には、発生した送波パルスを所定の点に焦点を合わせるものである。したがって、送波手段においても、受波手段と同様に図1に示すように、セクタ型の超音波診断装置では、ラスター 102 で点 b にフォーカスして送波する場合と、中心に対してこの点 b と対象なラスター 105 で点 e にフォーカスする場合とでは、1番目の素子と対称にな位置にある m 番目の素子の遅延データは対称となる。すなわち、1番目の素子のラスター 102 の点 b にフォーカスするための遅延量と、m 番目の素子のラスター 105 の点 e にフォーカスする遅延量とは等しい。また、1番目の素子のラスター 105 の点 e にフォーカスする遅延量と、m 番目の素子のラスター 102 の点 b にフォーカスする遅延量は等しい。

【0080】したがって、前述した実施の形態 1 の受波手段で説明した場合と同様に、1番目の素子の送波データは、ラスター L 1 からラスター $k/2$ まで持ち、1番目の素子と対象な m 番目の素子も送波データはラスター L 1 からラスター $k/2$ まで持ち、ラスター $(k/2) + 1$ では、1番目の素子は m 番目の素子が持っているラスター $k/2$ のデータを使用し、m 番目の素子は 1 番目の素子が持っているラスター $k/2$ のデータを使用することによって、送波手段においても受波手段と同様に本発明を適用することができる。送波手段に本発明を適用した場合の構成、すなわち、図3に示す受波手段に相当する送波手段の構成は、図14に示すようになる。

【0081】以下、図14に基づいて、送波手段に本発明を適用したセクタ型の超音波診断装置について説明する。

【0082】図14において、フォーカスデータメモリ(遅延データ格納手段)1401およびセレクタ1402は図3に示す受波手段のフォーカスデータメモリ306およびセレクタ307と同様である。ただし、フォーカスデータメモリ1401に格納されるデータは、送波用のフォーカスデータである。

【0083】送波波形生成手段(送信ビーム形成手段)1403は、周知の送波波形生成手段であり、送波制御手段1404から入力されたデジタルの送波信号(送波信号データ)に基づいたアナログの送波信号(超音波パルス)を生成する。 10

【0084】送波制御手段(遅延処理手段)1404は、セレクタ1402を介して入力される送波データに基づいて、送波時における送波信号データを生成すると共に、超音波の送波タイミング等を制御する周知の送波制御手段である。

【0085】送波ドライバ1405は、送波波形生成手段1403から入力された超音波パルスに基づいて、図示しない超音波探触子の各振動子を駆動するための周知の送波ドライバであり、本実施の形態においては、送波波形生成手段1403の出力に基づいて、振動子駆動信号を生成する。 20

【0086】したがって、この図14に示すセクタ型の超音波診断装置においても、前述した図5に示す受波動作するなわち受波シーケンスと同様の送波シーケンスで送波動作を行うことによって、送波用のフォーカスデータを送波制御手段1404に入力することができる。よって、図14に示す本発明を送波手段に適用したセクタ型の超音波診断装置の動作の説明は、図5に基づいて行う。ただし、この場合、図5に示す“受波手段”的記載は、“送波手段”となることはいうまでもない。 30

【0087】まず、時刻t1において、ラスタ切り替え信号が入力されて第1番目のラスタ(L1)の超音波ビームの形成が指示されると、第1番目の第m番目の受波手段のフォーカスデータメモリ1401からはそれぞれ第1番目のラスタの超音波ビームを形成するためのフォーカスデータがそれぞれ出力される。このときの切り替え制御信号は、Lowであることからセレクタ1402はa入力を選択するので、各フォーカスデータメモリ1401から読み出されたフォーカスデータは、それぞれが属する送波手段の送波制御手段1404に出力される。時刻t2～t6に示す第2番目のラスタ(L2)から第k/2番目のラスタ(Lk/2)においても、同様となる。 40

【0088】一方、時刻t6においては、切り替え制御信号はHighとなるので、セレクタ1402はb入力を選択する。したがって、k/2+1のラスタ形成のた 50

めに、第1番目の第m番目の送波手段のフォーカスデータメモリ1401からはそれぞれ第k/2番目のラスタの超音波ビームを形成するためのフォーカスデータがそれぞれ出力されるが、これらのフォーカスデータは、それぞれが対をなす他方の送波手段の送波制御手段1404に出力される。すなわち、第1番目の送波手段の送波制御手段1404には、第m番目の送波手段のフォーカスデータメモリ1401から読み出されたフォーカスデータが入力される。一方、第m番目の送波手段の送波制御手段1404には、第1番目の送波手段のフォーカスデータメモリ306から読み出されたフォーカスデータが入力される。

【0089】ここで、前述する原理の項に示すように、振動子101の配列中心に対して対称となる位置の振動子のフォーカスデータは、走査線の表示領域の中心線に対して対称となるので、図5に示すように、振動子101の配列中心に対して対称をなす第1および第mの振動子に接続される第1および第mの送波手段が有するフォーカスデータを入れ替えることによって、フォーカスデータ量を従来の半分とした場合であって、従来と同じよう超音波ビームの形成を行うことができる。

【0090】次に、図15に示すリニア型もしくはコンベックス型の超音波診断装置の送波手段について説明する。この図15に示す送波手段においても、前述した図6に示すリニア型の超音波診断装置の受波手段と同様に、まず、図示しない制御手段がセレクタ1402の入力選択をa入力とし、次に、この制御手段からのリニア用メモリ1501への出力指示によって、当該リニア用メモリ1501から各送波手段のセレクタ1402を介してラッチ(遅延データシフト手段)1502の入力に送波用のフォーカスデータが出力される。このときのフォーカスデータは、第1番目の送波手段には口径1番のデータが、第2番目の送波手段には口径2番のデータがというように順番に出力される。ここで、図示しない制御手段からラッチ信号が出力されると、各ラッチ1502はリニア用メモリ1501から出力されるフォーカスデータをラッチする。ここで、ラッチが完了すると図示しない制御手段は、セレクタ1402の入力選択をb入力とする。したがって、それぞれのラッチ1502の入力端子には、それぞれ1つ前の送波手段のラッチ1502から出力されているフォーカスデータが入力されている。したがって、1番目のラスタのビーム(送波ビーム)の形成が終了したならば、図示しない制御手段からラスタの切り替え信号と共にラッチ信号が出力されて、各ラッチ1502にラッチされているフォーカスデータが、次の送波手段のラッチ1502にラッチされる。すなわち、第1番目の送波手段のラッチ1502には口径を形成する最後の送波手段が使用した口径位置がp番目のフォーカスデータがラッチされ、第2番目の送波手段のラッチ1502には第1番目の送波手段がラスタ1で

使用した口径位置が1番目のフォーカスデータがラッテされる。他の送波手段のラッテについても同様となる。

【0091】以上に示すラッテ1502によるフォーカスデータのシフトすなわち巡回をラスタの切り替え毎に行うことによって、1フレーム分のピームの形成時において各送波手段が必要とするフォーカスデータをそれぞれの送波手段に入力することができるので、リニア用メモリ1501が格納していなければならないフォーカスデータを一種類とすることができるので、フォーカスデータを格納するリニア用メモリ1501のメモリ容量を大きく減少させることができる。したがって、送波手段を構成する回路の面積を減少させることができるとなる。

【0092】また、この場合においても、複数個の送波手段を複数個のブロックに分割する、たとえば、LSIで集積化することによって分割し、各分割したブロック内すなわちLSI内でフォーカスデータを巡回させても前述する場合と同じ効果を得ることができる。

【0093】なお、以上に説明した超音波診断装置では、本発明をそれぞれ別々に受波手段もしくは送波手段に適用した場合について説明したが、これに限定されることはなく、同一の超音波診断装置の受波手段および送波手段に本発明を適用可能なことはいうまでもなく、この場合においても前述した効果を得ることができる。

【0094】以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0095】

【発明の効果】本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

- (1) フォーカスデータ数を減少することができる。
- (2) 超音波診断装置をさらに小型化することができる。
- (3) 超音波診断装置の製造コストを低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理となるラスタ型の超音波診断装置におけるフォーカスデータの対称性を説明するための図である。

【図2】実施の形態1の超音波診断装置である超音波診断装置の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図3】本実施の形態1の受波手段の概略構成を説明するためのブロック図である。

* 【図4】本実施の形態1のフォーカスデータメモリに格納されるフォーカスデータメモリマップである。

【図5】本実施の形態1の受波手段の動作を説明するための図である。

【図6】本発明の実施の形態2の超音波診断装置であるリニア型の超音波診断装置の受波手段の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図7】従来のリニア走査型もしくはコンベックス走査型の超音波診断装置におけるフォーカスデータを説明するための図である。

【図8】他の実施の形態の受波手段の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図9】その他の実施の形態の受波手段の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図10】その他の実施の形態の受波手段の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図11】従来の受波手段の概略構成を説明するためのブロック図である。

【図12】従来のフォーカスデータメモリに格納されるフォーカスデータメモリマップである。

【図13】従来の受波手段の動作を説明するための図である。

【図14】本発明をセクタ型の超音波診断装置に適用した場合の送波手段の概略構成を説明するための図である。

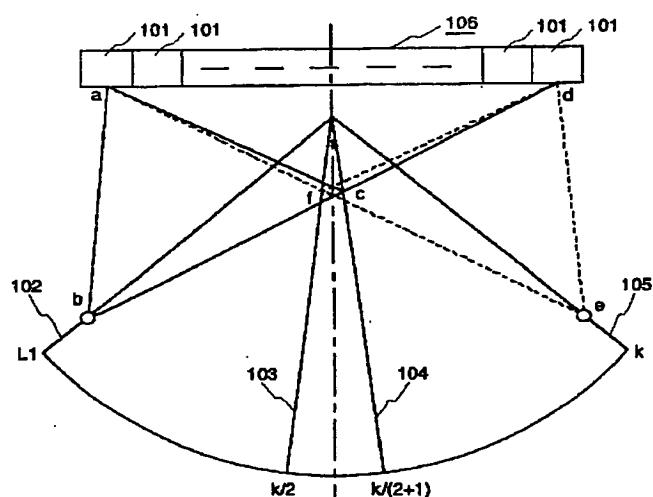
【図15】本発明をリニア型もしくはコンベックス型の超音波診断装置に適用した場合の送波手段の概略構成を説明するための図である。

【符号の説明】

101…超音波振動子、102…第1番目のラスタ、103…第k/2番目のラスタ、104…第k/2+1番目のラスタ、105…第k番目のラスタ、106…超音波探触子、201…送受切り替え手段、202…送波手段、203…受波手段、204…加算手段、205…信号処理手段、206…表示手段、301, 1101…ADC、302, 1102…遅延メモリ、303, 1103…メモリ制御手段、304, 1001, 1104…補間手段、305, 1002, 1105…補間制御手段、306, 1106, 1401…フォーカスデータメモリ、307, 1402…セレクタ、601, 1502…ラッテ、602, 1501…リニア用メモリ、801…サンプリングクロック発生手段…誤差補正付与手段、901…複素ミキシング手段、902…フィルタ、1403…送波波形生成手段、1404…送波制御手段、1405…送波ドライバ。

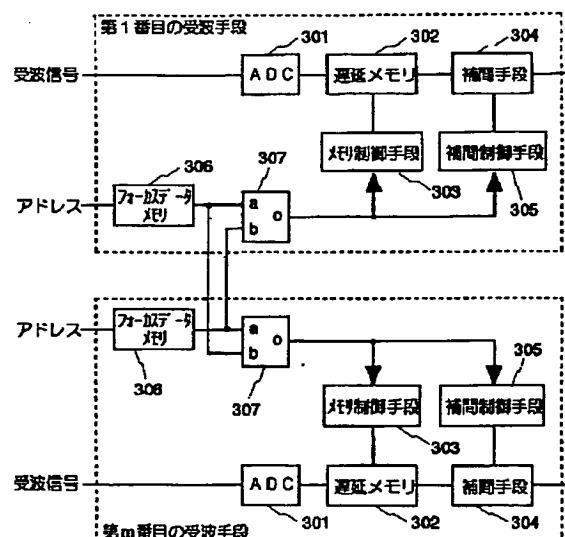
【図1】

図1



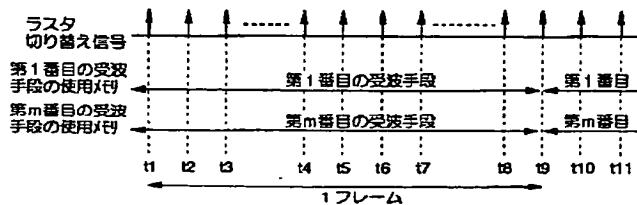
【図3】

図3



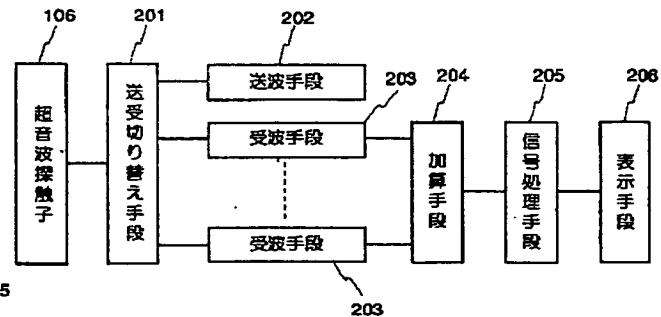
【図13】

図13



【図2】

図2



【図4】

図4

ラスター番号	メモリ内容	メモリアドレス
1	フォーカス1段 制御データ	1
	⋮	n
2	フォーカス1段 制御データ	n+1
	⋮	2n
k/2	フォーカス1段 制御データ	(k/2)n+1
	⋮	kn/2

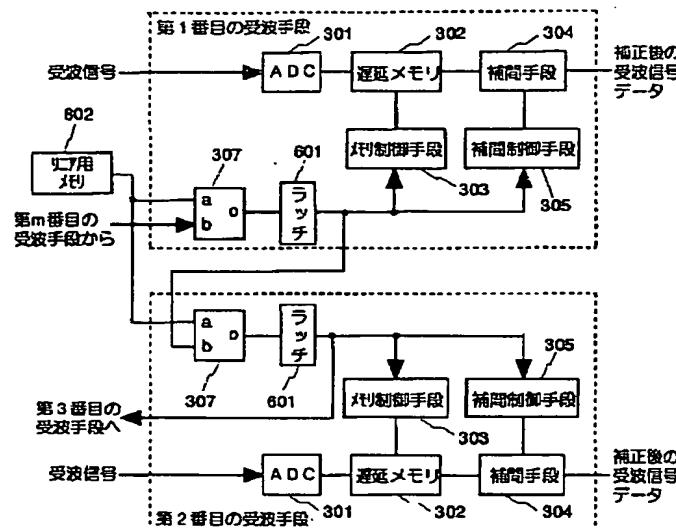
【図5】

図5



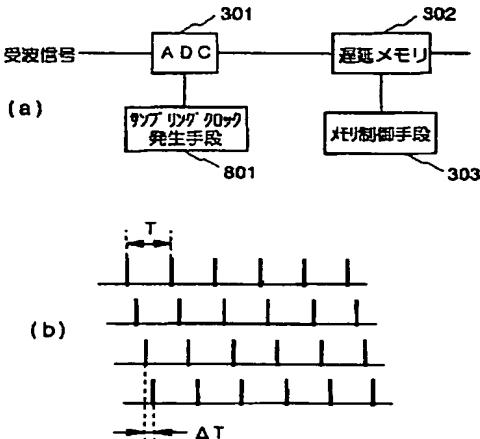
【図6】

図6



【図8】

図8



【図10】

図7

図7

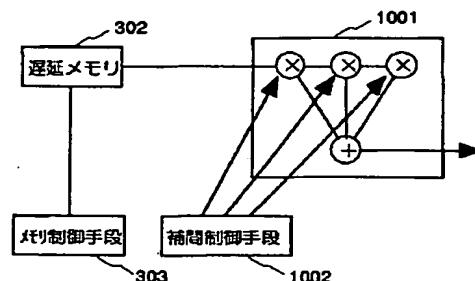
(a)第1番目の受波手段のメモリ

ラスター番号	メモリ内容	メモリアドレス
1	F11=G1,1	1
	⋮	
	F1n=G1,n	n
2	F21=G100,1	n+1
	⋮	
	F2n=G100,n	2n
⋮	⋮	⋮
k	⋮	⋮
	⋮	⋮
	0(n-1)n+1	(k-1)n+1
⋮	⋮	⋮
k	⋮	kn

(b)第2番目の受波手段のメモリ

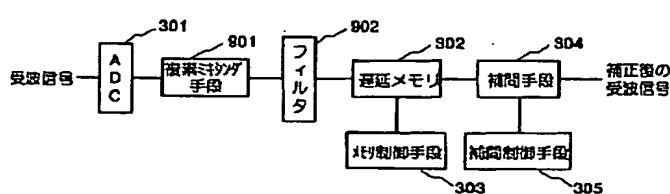
ラスター番号	メモリ内容	メモリアドレス
1	F11=G2,1	1
	⋮	
	F1n=G2,n	n
2	F21=G1,1	n+1
	⋮	
	F2n=G1,n	2n
⋮	⋮	⋮
k	⋮	⋮
	⋮	⋮
	⋮	(k-1)n+1
⋮	⋮	⋮
k	⋮	kn

図10

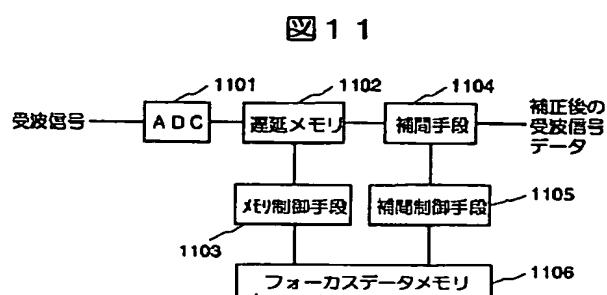


【図9】

図9



【図11】



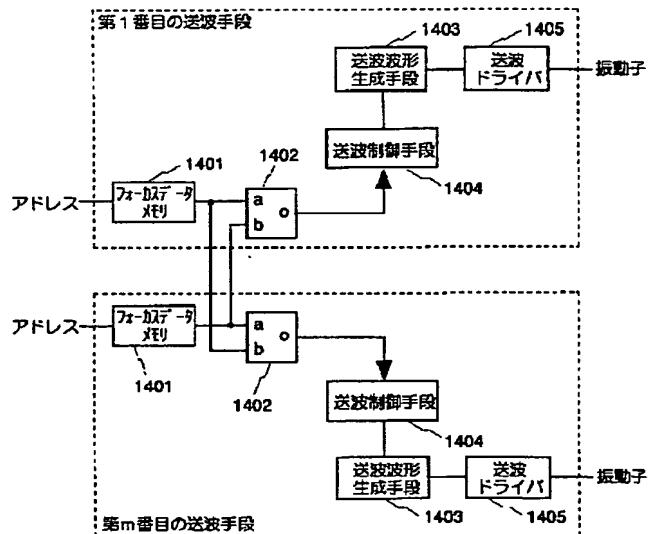
【図12】

図12

ラスター番号	メモリ内容	メモリアドレス
1	フォーカス1段 制御データ	1
	⋮	
2	フォーカスn段 制御データ	n
	⋮	
k	フォーカス1段 制御データ	n+1
	⋮	
k	フォーカスn段 制御データ	2n
	⋮	
k	フォーカス1段 制御データ	(k-1)n+1
	⋮	
k	フォーカスn段 制御データ	kn

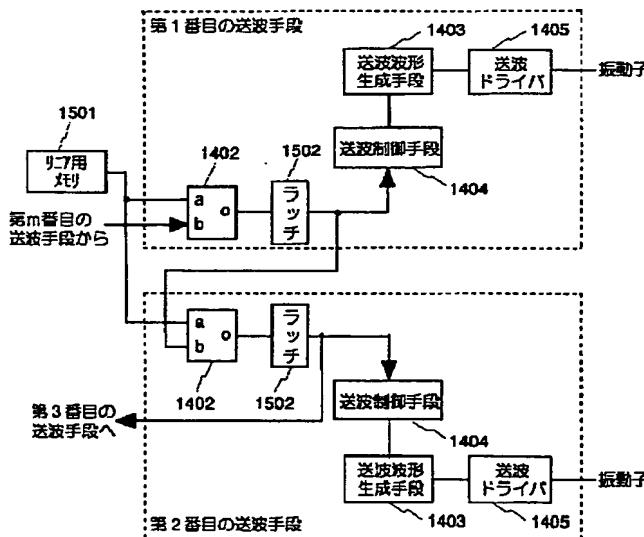
【図14】

図14



【図15】

図15



フロントページの続き

(72)発明者 岸本 真治
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
 式会社日立メディコ内

(72)発明者 村山 宏明
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
 式会社日立メディコ内

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載
【部門区分】第1部門第2区分
【発行日】平成14年7月30日(2002.7.30)

【公開番号】特開平11-56835
【公開日】平成11年3月2日(1999.3.2)
【年通号数】公開特許公報11-569
【出願番号】特願平9-224552
【国際特許分類第7版】

A61B 8/00
【F1】
A61B 8/00

【手続補正書】

【提出日】平成14年5月10日(2002.5.10)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波を送受する複数個の超音波振動子からなる超音波送受手段と、フォーカス用の遅延データに基づいて送受波信号の遅延処理を行う遅延処理手段と、該遅延処理手段により送信ビームを形成する送信ビーム形成手段と、前記遅延処理後の受波信号から受信ビームを形成する受信ビーム形成手段とを有する超音波診断装置において、配列方向の中心に対して対称となる位置に配置される前記超音波振動子に接続される前記遅延処理手段は、2つの遅延処理手段で一組の前記フォーカス用の遅延データを格納する遅延データ格納手段を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】請求項1に記載の超音波診断装置において、対称となる超音波振動子に接続される一対の遅延処理手段の内の方の側は、一組の前記フォーカス用の遅延データの内で1フレーム分の中心となるビームまでの

フレームを形成する前記フォーカス用の遅延データを格納し、他方の側の遅延処理手段は、一組の前記フォーカス用の遅延データの内で1フレーム分の中心となるビームからのフレームを形成する前記フォーカス用の遅延データを格納し、対となる各遅延処理手段が中心となるビームに対応する遅延処理を終了したならば、それぞれ遅延処理手段は対となる遅延処理手段が有する前記フォーカス用の遅延データを対となる遅延処理手段と交換して後のビームに対する遅延処理を行う手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】超音波を送受する複数個の超音波振動子からなる超音波送受手段と、フォーカス用の遅延データを格納する遅延データ格納手段と、該遅延データに基づいて送受波信号の遅延処理を行う遅延処理手段と、該遅延処理手段により送信ビームを形成する送信ビーム形成手段と、前記遅延処理後の受波信号から受信ビームを形成する受信ビーム形成手段とを有し、前記複数個の超音波振動子の内の所定数の前記超音波振動子を順次走査しながら超音波を送受する超音波診断装置において、前記遅延処理手段は、ビームの走査ごとに隣接する前記超音波振動子に接続する遅延処理手段に前記フォーカス用の遅延データを順次シフトする遅延データシフト手段を具備することを特徴とする超音波診断装置。

THIS PAGE BLANK (USPTO)